

(12)特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局(43) 国際公開日
2004年9月30日 (30.09.2004)

PCT

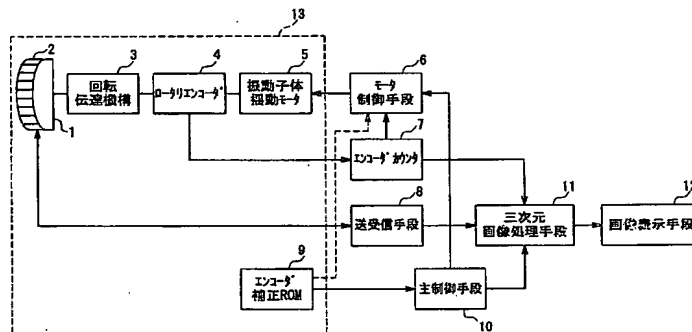
(10) 国際公開番号
WO 2004/082482 A1

- (51) 国際特許分類⁷: A61B 8/00 (72) 発明者; および
(21) 国際出願番号: PCT/JP2004/003745 (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 秋山 恒 (AKIYAMA, Hisashi). 藤井 清 (FUJII, Kiyoshi).
(22) 国際出願日: 2004年3月19日 (19.03.2004) (74) 代理人: 特許業務法人池内・佐藤アンドパートナーズ (IKEUCHI SATO & PARTNER PATENT ATTORNEYS); 〒5306026 大阪府大阪市北区天満橋1丁目8番30号OAPタワー26階 Osaka (JP).
(25) 国際出願の言語: 日本語
(26) 国際公開の言語: 日本語
(30) 優先権データ: 特願2003-078833 2003年3月20日 (20.03.2003) JP (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE,
(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 松下電器産業株式会社 (MATSUSHITA ELECTRIC INDUSTRIAL CO., LTD.) [JP/JP]; 〒5718501 大阪府門真市大字門真1006番地 Osaka (JP).

[続葉有]

(54) Title: ULTRASONIC PROBE AND ULTRASONOGRAPHIC DEVICE

(54) 発明の名称: 超音波探触子および超音波診断装置



- 3...ROTATION TRANSMISSION MECHANISM
4...ROTARY ENCODER
5...OSCILLATOR SWIVEL MOTOR
6...MOTOR CONTROL MEANS
7...ENCODER COUNTER
8...TRANSMISSION/RECEPTION MEANS
9...ENCODER CORRECTION ROM
10...MAIN CONTROL MEANS
11...THREE-DIMENSIONAL IMAGE PROCESSING MEANS
12...IMAGE DISPLAY MEANS

(57) Abstract: There is provided an excellent ultrasonographic device capable of building a three-dimensional image at a spatially correct position not affected by an ultrasonic probe used and realizing it without lowering the treatment productivity. The ultrasonic probe (13) includes an ultrasonic oscillator (1), a rotation transmission mechanism (3), a rotary encoder (4), an oscillator swivel motor (5), and an encoder correction ROM (9) which are built in the probe (13). The encoder correction ROM stores in advance a swivel scan angle of the actual ultrasonic oscillator for each count value obtained by counting the pulses from the rotary encoder. Three-dimensional image processing means (11) builds a three-dimensional image of the main cross section scan surface in the actual swivel scan angle direction while correcting the encoder count value from an encoder counter (7) according to the content of the encoder correction ROM read out via main control means (10).

[続葉有]



SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US,
UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG,
CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC,

添付公開書類:

— 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

(57) 要約: 用いる超音波探触子に因らず、空間的により正しい位置に三次元画像を構築することができ、かつそれらが施術の生産性低下を招くことなく実現できる優れた超音波診断装置を提供する。超音波探触子(13)は、超音波振動子体(1)と、回転伝達機構(3)と、ロータリエンコーダ(4)と、振動子体揺動モータ(5)と、エンコーダ補正ROM(9)とを内蔵する。エンコーダ補正ROMには、予めロータリエンコーダからのパルスをカウントすることで得られる各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度が格納される。三次元画像処理手段(11)は、主制御手段(10)を介して読み出したエンコーダ補正ROMの内容に従って、エンコーダカウンタ(7)からのエンコーダカウント値を補正しながら実際の揺動走査角度方向に主断面走査面の三次元画像を構築する。

明 細 書

超音波探触子および超音波診断装置

技術分野

本発明は、生体内組織等に超音波ビームを送波して反射された超音波
5 エコーを受波して三次元エコーデータを取得することを目的とした超音
波探触子、およびかかる超音波探触子が適用される超音波診断装置に関
する。

背景技術

10 従来、生体内の組織様態を三次元表示させることを目的とした超音波
診断装置に用いられる、三次元エコーデータを取り込むための超音波探
触子としては、超音波ビームを走査するための超音波振動子体を内蔵し、
超音波振動子体をビーム走査方向と交差する方向に機械的に揺動走査す
15 るように構成されるものが知られている（例えば、特開平3-1845
32号公報参照）。超音波ビーム走査（以下、主断面走査と称する）と揺
動走査を同時に行うことで、時々刻々移動する両走査面の交線に相当す
るエコーデータ、すなわち三次元空間のエコーデータの取得が可能にな
る。

取得された三次元エコーデータは三次元画像構築処理が施こされて、
20 平面内にあたかも奥行きがあるかのような表示方法をもって表示させ、
あるいは任意断面を表示させるなどが行われる。

ところで、このような三次元画像構築にあたっては、各エコーデータ
の三次元空間内における方向成分が既知である必要がある。

超音波振動子体が複数の振動子アレイで構成されている場合、ビーム

走査は電子的に行われるため、ビーム走査面内のエコーデータの方向成分は走査位置と超音波振動子体を形成する超音波振動子の配置及びビーム方向から求めることができる。

一方、機械走査される揺動走査面の角度は、超音波振動子体を揺動させるためのモータ回転軸に取り付けられたロータリエンコーダからのパルス5 をカウントし、現在の揺動走査角度を求めるよう構成されている。

近年では、超音波診断装置による三次元画像は、生体内組織の様態観測とともに、三次元画像とガイドラインをモニタしながらの穿刺、あるいは臓器、腫瘍、胎児などの距離・角度計測にも用いられるようになり、10 その有用性が高まっている。

こういった医療の要請に対して、超音波診断装置が提供する三次元画像は従来にも増して高精度、すなわち空間的に正しい位置に画像が構築される必要がある。

しかしながら、上記従来の超音波診断装置では、三次元画像を構築するために必要な揺動走査角度を、もっぱら超音波探触子内の揺動モータ15 の回転軸に取り付けられたロータリエンコーダから出力されるパルスのカウントすることで、取得している。一般にモータを用いた機械式走査では、モータ回転軸とロータリエンコーダの取り付け精度ばらつき、回転伝達機構のがたつき、超音波振動子体と回転伝達機構の取り付け精度20 のばらつき、あるいはロータリエンコーダ自体のばらつき等により、ロータリエンコーダからのパルスのカウントして得られる各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度は、超音波探触子個体ごとにばらついている。

例えば、超音波探触子の走査負荷量の変化に応じて発生する走査誤差25 （速度に対する回転伝達機構のたわみ、伸び）をエンコーダ情報により補正する超音波探触子が知られている（特開平 2 - 5 7 2 4 2 号公報参

照)。しかし、これには校正用の電源やスイッチ等が必要であったり、作業の中断を必要とするなど、超音波診断装置が大型化したり、作業性、コストの点で問題がある。

仮に超音波診断装置本体側で上記のばらつきを補正する手段を有して
5 いても、用いられる超音波探触子を変更する度に各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度を入力するといった校正手続きを経なければならない。

また、揺動走査の往復で三次元画像データの取得を行う場合、回転伝達機構のがたつき等により、ロータリエンコーダのパルスのカウントし
10 て得られる各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度は、往路と復路で異なる場合がある。

つまり、各カウント値に対する揺動走査角度は超音波探触子個体ごとに異なり、さらには揺動の往路と復路で異なるため、用いる超音波探触子によっては構築される三次元画像が歪む、ずれる、揺動往復に応じて
15 画像が揺れるなどの問題を有しており、結果として術者の期待する方向とずれた方向に穿刺を行う、距離・角度計測結果の誤差が大きい、といった不具合を招くおそれがあった。

さらに、これらの問題を回避すべく、用いる超音波探触子に応じてばらつきを補正しようとするれば、超音波探触子を変更する度に術者に校正
20 手続きを強いることになり、施術の生産性を低下させるという問題が生じる。

ところで、例えば、バックラッシュ補正信号をエンコーダの出力信号に予め加えて補正する超音波診断装置が知られている（特開平 1 - 2 2 7 7 4 3 号公報参照）。しかし、この装置では、揺動往復で固定的な揺動
25 走査角度のずれしか補正できないという問題がある。

発明の開示

- 本発明は、上記従来の問題を解決するもので、その目的は、用いる超音波探触子に因らず、空間的により正しい位置に三次元画像を構築することができ、かつそれらが施術の生産性低下を招くことなく実現できる
- 5 優れた超音波診断装置、およびかかる超音波診断装置に好適な超音波探触子を提供することにある。

- 前記の目的を達成するため、本発明に係る超音波探触子は、超音波ビームを走査する超音波振動子体と、超音波ビームの走査方向と交差する方向に超音波振動子体を揺動走査させる振動子体揺動モータと、振動子
- 10 体揺動モータの回転位置に応じてパルスを発生するロータリエンコーダと、ロータリエンコーダからのパルスをカウントして得られる各カウント値に対する実際の前記超音波振動子体の揺動走査角度を格納し、格納されている実際の超音波振動子体の揺動走査角度を外部に出力するエンコーダ補正ROMとを備えたことを特徴とする。

- 15 この構成により、予めエンコーダ補正ROMにロータリエンコーダからのパルスをカウントして得られる各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度を格納できるようになり、機械走査方式に由来して超音波探触子個体ごとに異なる各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度を知ることができる。

- 20 また、本発明に係る超音波探触子において、エンコーダ補正ROMは揺動走査の往路と復路で異なる揺動方向角度を格納することが好ましい。

- この構成により、予めエンコーダ補正ROMにロータリエンコーダからのパルスをカウントして得られる各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動往路と揺動復路における揺動走査角度を格納できるよう
- 25 になり、機械走査方式に由来して超音波探触子個体ごとに異なり、かつ揺動往復で異なる各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走

査角度を知ることができる。

また、前記の目的を達成するため、本発明に係る第 1 の超音波診断装置は、本発明に係る超音波探触子と、超音波振動子体の振動子を励振しまた被検体により反射された超音波エコーを受波する送受信手段と、ロータリエンコーダからのパルスのカウントするエンコーダカウンタと、
5 超音波探触子内のエンコーダ補正 ROM から、各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度を読み出す主制御手段と、振動子体揺動モータをエンコーダカウンタからのカウント値に応じて駆動制御するモータ制御手段と、送受信手段から得られた超音波エコーデータと、
10 エンコーダカウンタからのカウント値と、主制御手段から与えられる、各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度とに基づいて、三次元画像を構築する三次元画像処理手段と、三次元画像を表示する画像表示手段とを備えたことを特徴とする。

この構成により、超音波探触子個体ごとに異なる各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度に基づいて、三次元画像を補正しながら構築することができるようになる。

また、前記の目的を達成するため、本発明に係る第 2 の超音波診断装置は、本発明に係る超音波探触子と、超音波振動子体の振動子を励振しまた被検体により反射された超音波エコーを受波する送受信手段と、ロータリエンコーダからのパルスのカウントするエンコーダカウンタと、
20 超音波探触子内のエンコーダ補正 ROM から、各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度を読み出す主制御手段と、エンコーダカウンタからのカウント値と、主制御手段から与えられる、各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度とに応じて、振動子
25 体揺動モータを駆動制御するモータ制御手段と、送受信手段から得られた超音波エコーデータに基づいて、三次元画像を構築する三次元画像処

理手段と、三次元画像を表示する画像表示手段とを備えたことを特徴とする。

この構成により、超音波探触子個体ごとに異なる各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度に基づいて、揺動走査方向を補正しながら揺動制御することができるようになる。

以上の構成によれば、用いる超音波探触子に因らず、空間的により正しい位置に三次元画像を構築することができ、かつそれらが施術の生産性低下を招くことなく実現できる優れた超音波診断装置が得られる。

また、エンコーダ補正ROMとして、低価格で入手可能な小型のフラッシュROMあるいはEスクエアROMを用いることで、安価で小型の超音波探触子可以实现できる。

また、エンコーダ補正ROMに予め不揮発的に補正データが格納されているので、改めて補正に必要なデータ取得のための時間を要しない。

さらに、従来例と異なり、超音波振動子体の揺動走査角度（すなわち、エンコーダの出力値）に応じて揺動往復での角度ずれを柔軟に補正することができる。

図面の簡単な説明

図1は、本発明の各実施の形態に係る超音波診断装置の一構成例を示すブロック図である。

図2は、図1のロータリエンコーダ4の構成およびそれにより得られるZパルス、Aパルスの波形を示す図である。

図3は、図1のエンコーダ補正ROM9に格納される内容を示す図である。

図4は、本発明の実施の形態における三次元画像を構築する様子を示す図である。

図 5 は、本発明の実施の形態における揺動走査の往路と復路で異なるエンコーダ補正値が格納されるエンコーダ補正 ROM の内容を示す図である。

図 6 は、本発明の実施の形態における揺動走査の往路と復路で揺動走査角度を補正した三次元画像を構築する様子を示す図である。

発明を実施するための最良の形態

以下、本発明の好適な実施の形態について、図面を参照しながら説明する。

10 (実施の形態 1)

図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波診断装置の一構成例を示すブロック図である。なお、図 1 に示す超音波診断装置は、後述する各実施の形態でも適用される。

図 1 において、本実施の形態による超音波診断装置は、生体内に超音波ビームを送波しかつ生体内組織からの超音波エコーを電気信号に変換する超音波振動子 2 がアレイ状に複数配列された超音波振動子体 1 を備えている。各超音波振動子 2 は、送受信手段 8 から供給される送信パルスによって励振されるが、このとき送受信手段 8 は、生体内の所定の深度に焦点を結ぶように、すなわち送信ビームが形成されるように異なる位相の送信パルスを、超音波振動子体 1 に配置される一部またはすべての超音波振動子 2 に対して与えるよう制御される。

このようにして生体に送波された超音波ビームは、生体内の各組織から時々刻々エコーとして戻ってくる。超音波振動子体 1 の各超音波振動子 2 によって電気信号に変換された超音波エコーに対し、送受信手段 8 は、所定の方向に受信ビームが形成されるよう各超音波振動子 2 からの各受信信号に対して異なる遅延時間を与えた上で加算を行う。前述の送

信ビームとこの受信ビームは、送受でひとつの音響走査線を形成することになり、つまり送受信手段 8 は、この音響走査線に沿う超音波エコーデータを生成し出力することになる。

このようにして、次々と送受信に供される超音波振動子群を切り替えながら、あるいは送受信のビームの方向を変えながら、異なる方向の音響走査線が形成されるように送受信が行われ、その結果として、ひとつの主断面走査面が形成される。

さらに、本実施の形態による超音波診断装置には、超音波振動子体 1 を前述の主断面走査面と交差する方向に揺動走査させる振動子体揺動モータ 5 が備えられ、振動子体揺動モータ 5 はモータ制御手段 6 によって駆動制御を受ける。主断面走査と揺動走査を同時に行うことで、送受信手段 8 は、主断面走査面と揺動走査面の交線に相当する超音波エコーデータを生成することができるようになるが、通常、両走査面は独立に走査される訳ではなく、生体内の特定三次元的部位の超音波エコーデータを一様に取得できるよう走査される。つまり、揺動走査一回あたりの主断面走査面数は常に一定で、かつ各主断面走査面間の角度はほぼ等角となるよう、主断面走査と揺動走査がなされる。

このため、モータ制御手段 6 は、振動子体揺動モータ 5 につながる超音波振動子体 1 が何れの揺動走査角度にあるかを常に監視しながら揺動制御を行う必要がある。揺動走査角度を得るために、本実施の形態による超音波診断装置には、振動子体揺動モータ 5 の回転軸にロータリエンコーダ 4 を備えている。ロータリエンコーダ 4 の好適な例を図 2 に示す。このロータリエンコーダ 4 は、回転軸 20 の特定の角度において一発のパルス（以下、Zパルスと称する）が出力できるように、回転軸 20 に Zパルスロータ 21 が取り付けられている。例えば、磁気式エンコーダであれば、Zパルスロータ 21 は、一回転あたり一発の Zパルスを発生

5 5 するよう着磁されており、Zパルスセンサー23は、Zパルスロータ21の着磁部分を検出してZパルスを出力する。同様に、ロータリエンコーダ4は、回転軸20の一回転あたり定期的に数百パルス（以下、Aパルスと称する）を発生するよう、Aパルスロータ22とAパルスセンサー24を備える。

なお、上記の説明は、磁気式エンコーダを例に挙げたが、光学式や機械式でも本発明の構成には差し支えない。

10 エンコーダカウンタ7は、ロータリエンコーダ4からのZパルスによってリセットされ、Aパルスによってカウントアップまたはカウントダウンするもので、カウント値は、振動子体揺動モータ5の回転軸角度、すなわち超音波振動子体1の揺動走査角度に相当する。このようにして、モータ制御手段6は、エンコーダカウンタ7によるカウント値に基づいて、現在の超音波振動子体1の揺動走査角度を知ることができるので、所定の次なる揺動走査角度に超音波振動子体1を移動させるべく振動子
15 体揺動モータ5を制御するのである。

このようにして、主断面走査と揺動走査を同期しながら行うことで取得された生体内の特定三次元部位の超音波エコーデータは、送受信手段8から三次元画像処理手段11へと送られる。三次元画像処理手段11では、得られた超音波エコーデータに対して、その表示面が平面または
20 緩やかな曲面である画像表示手段12に、生体内の特定三次元部位の構造物があたかも奥行きがあるような表示がなされるように、あるいは任意方向視点からみた前記構造物の表示などの三次元画像処理が施される。この三次元画像処理の実施には、取得された各音響走査線の超音波エコーデータが三次元空間内のいずれの方向成分のものであるかが既知でな
25 くてはならない。三次元画像処理手段11は、主断面走査面における走査方向角度については、超音波振動子体1を構成する超音波振動子2の

配置および送受信ビームの方向から、揺動走査面における走査方向角度については、エンコーダカウンタ 7 からのカウント値から方向成分を取得する。

ところで、一般に、機械走査方式を用いた超音波診断装置では、振動
5 子体揺動モータ 5 の回転軸とロータリエンコーダ 4 の取り付け精度、振
動子体揺動モータ 5 の回転軸と超音波振動子体 1 への回転伝達機構 3 の
精度、超音波振動子体 1 と回転伝達機構 3 の取り付け精度、ロータリエ
ンコーダ 4 の Z パルス発生角度の精度、A パルス数の回転軸角度に対す
るリニアリティ等の各ばらつき累積により、ロータリエンコーダ 4 のパ
10 ルスをカウントして得られる各カウント値に対する実際の超音波振動子
体 1 の揺動走査角度は、超音波診断装置ごとにばらついている。

エンコーダ補正 ROM 9 は、エンコーダカウンタ 7 で得られるであろ
う各カウント値に対する実際の超音波振動子体 1 の揺動走査角度、ある
いは揺動走査角度に相当する数値を格納するためのものである。エンコ
15 ーダ補正 ROM 9 は、超音波診断装置の通電が遮断された後も格納され
た値を保持しており、再通電後もその値を失わない。

エンコーダ補正 ROM 9 に格納されている値は、主制御手段 10 によ
り読み取られ、その値または適宜値の補正を受けて、主制御手段 10 を
介して三次元画像処理手段 11 に、またはモータ制御手段 6 に、あるい
20 はその両方に送られる。

ところで、一般に、超音波診断装置では、超音波振動子体 1 または超
音波振動子体 1 とその周辺部分が一体となって超音波診断装置の主体部
分より分離でき、かつ可搬的であり、これを超音波探触子という。すな
わち、ある超音波探触子が、常に同一の超音波診断装置の主体部分に適
25 用されるとは限らない。

本実施の形態による超音波診断装置では、超音波振動子体 1 と、ロー

タリエンコーダ４と、振動子体揺動モータ５と、エンコーダ補正ROM
９とをもって超音波探触子１３を構成し、超音波診断装置の主体部分より分離可能としている。これは、ロータリエンコーダ４のカウント値に対する揺動走査角度のばらつき発生原因部分がほぼすべて包含され、エン
5 ンコーダ補正ROM９は、それらばらつき累積をまとめて補正することを可能とし、かつ異なる超音波診断装置の主体部分に適用した場合でも補正可能とするためである。

したがって、前記以外の超音波診断装置の構成要素が超音波探触子１
３に加わるような構成も当然ながら可能である。

10 （実施の形態２）

次に、本発明の実施の形態２について、実施の形態１と同じく図１を参照して説明する。

揺動走査は一般に往復走査で行われることが多い。これは、三次元画像の構築をよりリアルタイムに近づける工夫として用いられる手法である。この場合も、機械走査方式に由来する問題として、上記で述べた問題に加えて、揺動走査の往路と復路でエンコーダカウンタ７によるカウ
15 ント値が同じであっても、実際の揺動走査角度が異なる場合が多い。

この原因は、振動子体揺動モータ５の回転軸と超音波振動子体１とをつなぐ回転伝達機構３によるところが多い。歯車による回転伝達機構を
20 例にとれば、歯車のかみ合わせ部に隙間が存在することに起因して、歯車の正転と逆転でモータ回転軸角度に対する受け側歯車の回転角度が変わる。また、ベルトやワイヤの場合も自身の伸びによって同様の現象が起きる。

このことは、揺動走査を行いながら三次元画像を構築する場合、エン
25 コーダカウンタ７からのカウント値をそのまま三次元画像処理手段１１で用いると、往路と復路で三次元画像の構築位置が変わる、つまり揺れ

るという問題、あるいは往路と復路で三次元画像の歪み方が変わるという問題につながる。

本実施の形態による超音波診断装置では、エンコーダ補正ROM 9は、揺動走査の往路と復路で異なる補正データを格納することが可能である
5 ので、揺動往路については往路用の補正データ、揺動復路については復路用の補正データを用いることで前記問題を解決できる。

（実施の形態 3）

次に、本発明の実施の形態 3 として、上記エンコーダ補正ROM 9 他を内蔵した超音波探触子 1 3 により、より正確な三次元画像を構築する
10 ことのできる超音波診断装置について、図 2 から図 6 を参照して説明する。

本実施の形態による超音波診断装置のエンコーダ補正ROM 9 には、予め図 3 のような補正值 3 1 が格納されている。図 3 において、直線 3 0 は、エンコーダカウンタ 7 のカウント値に対する超音波振動子体 1 の
15 揺動走査角度が理想的な場合であって、振動子体揺動モータ 5 の回転軸一回転あたり N 個の A パルスと回転軸の角度 = 0 度で Z パルスを発生するロータリエンコーダ 4 を用いて、エンコーダカウンタ 7 がアップカウンタの場合を示している。また、本実施の形態では、回転軸角度と超音波振動子体 1 の角度が一致する場合を例示しているが、回転伝達機構 3
20 の回転数伝達比が 1 : 1 でない場合でも問題ない。

一方、図 3 の補正值 3 1 は、エンコーダカウンタ 7 のカウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度を示しており、例えばカウント値が j であったとき理想的な角度は a であるところが、この超音波探触子については a' であることを示している。同様に、カウント値 k に対する理想の角度 b に対する実際の角度は b' である。
25

このような補正值 3 1 が格納されたエンコーダ補正ROM 9 は、主制

御手段 10 によってその補正值 31 が読み出され、三次元画像処理手段 11 に伝えられる。

次に、三次元画像処理手段 11 が補正值 31 を用いて三次元画像を構築する方法について、図 3 に加えて図 4 を参照して説明する。例えば、
5 エンコーダカウンタ 7 からのカウント値が j であったとき、補正值をもたない場合は、図 4 において揺動走査方向の角度 a に主断面走査面 40 を構築することしかできないが、実際の角度は a' であることは予め主制御手段 10 より得ているので、その差分 $a' - a$ だけずれた方向に主断面走査面 41 を構築できる。同様に、エンコーダカウンタ 7 からカウ
10 ント値 k を得た場合は、主断面走査面 42 を 43 の方向に構築する。

このように、三次元画像処理手段 10 が、適用されている超音波探触子 13 のエンコーダ補正值を予め得ており、得られた超音波エコーデータに対するエンコーダカウント値を補正しながら実際の揺動走査角度に主断面走査面の画像を構築することができ、より正確な生体内組織の三
15 次元画像が構築できる。

さらに、揺動走査を往復で行う場合の実施例を図 5 および図 6 に示す。図 5 に示すように、エンコーダ補正 ROM 9 には、エンコーダカウント値が増加する方向として往路補正值 51、減少する方向の復路補正值 52 が予め格納されている。なお理想的には直線 50 のように往復とも同
20 じ軌跡を描く。図 5 に示すエンコーダ補正值 51、52 は、例えばエンコーダカウント値が k を示したとき、実際の超音波振動子体の揺動走査角度は往路で c' 、復路で c'' であることを示している。

この往復補正值 51、52 は、予め主制御手段 10 により三次元画像処理手段 11 に伝達されているので、図 6 の例に示すように、エンコーダ
25 カウンタ 7 からのカウント値が k であったとき、補正值をもたない場合は、往復とも揺動走査方向の角度 c に主断面走査面 60 を構築すること

しかできない。ところが、三次元画像処理手段 11 は、実際の角度が往路においては c' であることは予め主制御手段 10 より得ているので、その差分 $c' - c$ だけずれた方向に往路の主断面走査面 63 の画像を構築し、復路では $c - c''$ だけずらした角度に主断面走査面 61 の画像を構築する。

このように、本発明の超音波診断装置は、三次元画像処理手段 11 が、適用されている超音波探触子 13 の揺動走査往復のエンコーダ補正値を予め得ており、得られた超音波エコーデータに対するエンコーダカウント値を往復で異なる値に補正しながら実際の揺動走査角度に主断面走査面の画像を構築することができ、より正確な生体内組織の三次元画像が構築できる。

(実施の形態 4)

次に、本発明の実施の形態 4 として、エンコーダ補正 ROM 9 を用いて、モータ制御手段 6 によって、より正確な三次元画像を構築することのできる超音波診断装置について説明する。

実施の形態 3 では、三次元画像処理手段 11 がエンコーダ補正値に基づき三次元画像の構築角度を補正していたが、同様の効果は、モータ制御手段 6 によっても得られる。上記で示したように図 3 の補正値 31 は、エンコーダカウンタ 7 からのカウント値に対する実際の超音波振動子体 1 の揺動走査角度である。この補正値は予め主制御手段 10 によりモータ制御手段 6 に伝えられている (図 1 に破線矢印で示す)。

例えば、超音波振動子体 1 の目標揺動走査角度を a とした場合、モータ制御手段 6 が補正値をもたない場合は、エンコーダカウンタ 7 からのカウント値が j となるよう振動子体揺動モータ 5 を制御する以外手段はない。このとき、カウント値 j での実際の揺動走査角度は a' であるから、目標値に対して $a' - a$ だけずれた方向に超音波振動子体 1 がある

ことになる。しかしながら、本実施の形態による超音波診断装置のモータ制御手段 6 はエンコーダ補正值を予め得ているので、目標値 a に対しては、エンコーダカウント値が j' になるよう振動子体揺動モータ 5 を制御すればよい。

- 5 三次元画像処理手段 11 には、予め構築すべき各主断面走査面の角度を主制御手段 10 より指示しておけば、取得された超音波エコーデータはすでに目標の揺動走査角度の主断面走査面のものであるから、指示された角度の方向に画像を構築すればよい。以上のことから、本実施の形態の超音波診断装置よれば、生体内組織の三次元画像をより正確に構築
- 10 できる。

- 以上説明したように、本発明によれば、超音波探触子個体ごとに異なる、モータ回転軸とロータリエンコーダの取り付け精度ばらつき、回転伝達機構の精度、超音波振動子体と回転伝達機構の取り付け精度のばらつき、ロータリエンコーダ自体のばらつきを補正することができ、よっ
- 15 て用いる超音波探触子に因らず、空間的により正しい位置に三次元画像を構築することのできる優れた超音波診断装置を提供することができる。

- また、上記のばらつきの補正は超音波探触子ごとになされ、超音波診断装置本体側でその補正データを取り出して超音波振動子体の揺動走査角度を補正することができるので、適用される探触子に変更されても術
- 20 者に校正手続きを求めることなく、精度の高い三次元画像を表示する優れた超音波診断装置を提供することができる。

- また、エンコーダ補正 ROM は、揺動走査の往路と復路で異なる揺動方向角度を格納することができるので、回転伝達機構のがたつき等により往路と復路で異なるエンコーダカウント値に対する実際の超音波振動
- 25 子体の揺動走査角度を補正でき、よって、用いる超音波探触子に因らず、揺動往復に応じて画像が揺れる、歪むといった問題を低減した優れた超

音波診断装置を提供することができる。

また、エンコーダ補正ROMとして、低価格で入手可能な小型のフラッシュROMあるいはEスクエアROMを用いることで、安価で小型の超音波探触子可以实现できる。

- 5 また、エンコーダ補正ROMに予め不揮発的に補正データが格納されているので、改めて補正に必要なデータ取得のための時間を要しない。

さらに、従来例と異なり、超音波振動子体の揺動走査角度（すなわち、エンコーダの出力値）に応じて揺動往復での角度ずれを柔軟に補正することができる。

請求の範囲

1. 超音波ビームを走査する超音波振動子体と、
前記超音波ビームの走査方向と交差する方向に前記超音波振動子体を
5 揺動走査させる振動子体揺動モータと、
前記振動子体揺動モータの回転位置に応じてパルスを発生するロータ
リエンコーダと、
前記ロータリエンコーダからのパルスをカウントして得られる各カウ
ント値に対する実際の前記超音波振動子体の揺動走査角度を格納し、格
10 納されている前記実際の前記超音波振動子体の揺動走査角度を外部に出
力するエンコーダ補正ROMとを備えたことを特徴とする超音波探触子。
2. 前記エンコーダ補正ROMは、揺動走査の往路と復路で異なる
揺動方向角度を格納することを特徴とする請求項1記載の超音波探触子。
3. 超音波ビームを走査する超音波振動子体と、前記超音波ビーム
15 の走査方向と交差する方向に前記超音波振動子体を揺動走査させる振動
子体揺動モータと、前記振動子体揺動モータの回転位置に応じてパルス
を発生するロータリエンコーダと、前記ロータリエンコーダからのパル
スをカウントして得られる各カウント値に対する実際の前記超音波振動
子体の揺動走査角度を格納し、格納されている前記実際の前記超音波振
20 動子体の揺動走査角度を外部に出力するエンコーダ補正ROMとを備え
た超音波探触子と、
前記超音波振動子体の振動子を励振しまた被検体により反射された超
音波エコーを受波する送受信手段と、
前記ロータリエンコーダからのパルスをカウントするエンコーダカウ
25 ンタと、
前記超音波探触子内の前記エンコーダ補正ROMから、前記各カウ

ト値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度を読み出す主制御手段と、

前記振動子体揺動モータを前記エンコーダカウンタからのカウント値に応じて駆動制御するモータ制御手段と、

- 5 前記送受信手段から得られた超音波エコーデータと、前記エンコーダカウンタからのカウンタ値と、前記主制御手段から与えられる、前記各カウンタ値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度とに基づいて、三次元画像を構築する三次元画像処理手段と、

前記三次元画像を表示する画像表示手段とを備えたことを特徴とする

10 超音波診断装置。

4. 前記エンコーダ補正ROMは、揺動走査の往路と復路で異なる揺動方向角度を格納することを特徴とする請求項3記載の超音波診断装置。

5. 超音波ビームを走査する超音波振動子体と、前記超音波ビーム
15 の走査方向と交差する方向に前記超音波振動子体を揺動走査させる振動子体揺動モータと、前記振動子体揺動モータの回転位置に応じてパルスが発生するロータリエンコーダと、前記ロータリエンコーダからのパルスをカウントして得られる各カウンタ値に対する実際の前記超音波振動子体の揺動走査角度を格納し、格納されている前記実際の前記超音波振
20 動子体の揺動走査角度を外部に出力するエンコーダ補正ROMとを備えた超音波探触子と、

前記超音波振動子体の振動子を励振しまた被検体により反射された超音波エコーを受波する送受信手段と、

- 前記ロータリエンコーダからのパルスをカウントするエンコーダカウン
25 タと、

前記超音波探触子内の前記エンコーダ補正ROMから、前記各カウン

ト値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度を読み出す主制御手段と、

- 前記エンコーダカウンタからのカウント値と、前記主制御手段から与えられる、前記各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査
5 角度とに応じて、前記振動子体揺動モータを駆動制御するモータ制御手段と、

前記送受信手段から得られた超音波エコーデータに基づいて、三次元画像を構築する三次元画像処理手段と、

- 前記三次元画像を表示する画像表示手段とを備えたことを特徴とする
10 超音波診断装置。

6. 前記エンコーダ補正ROMは、揺動走査の往路と復路で異なる揺動方向角度を格納することを特徴とする請求項5記載の超音波診断装置。

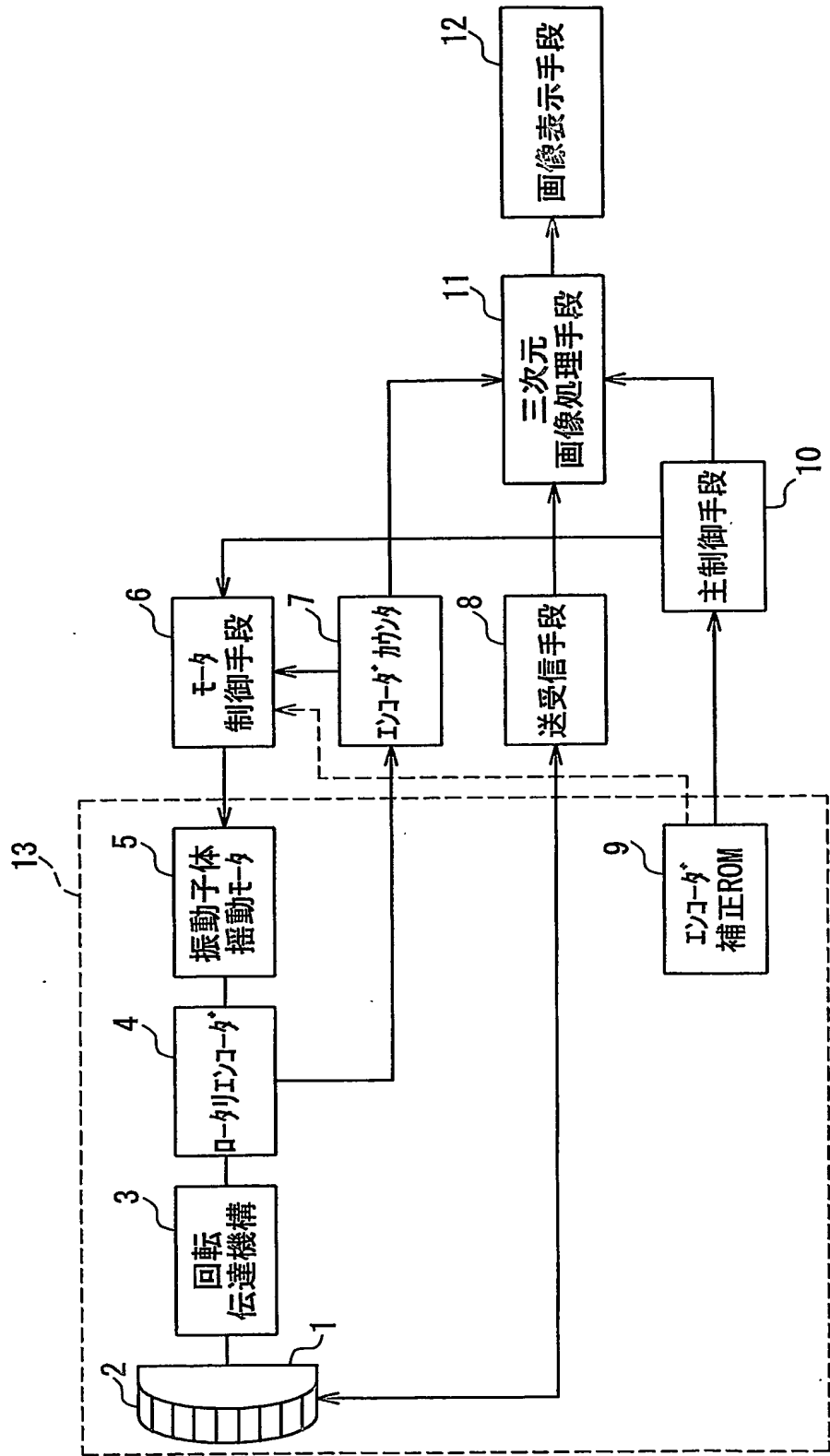


FIG. 1

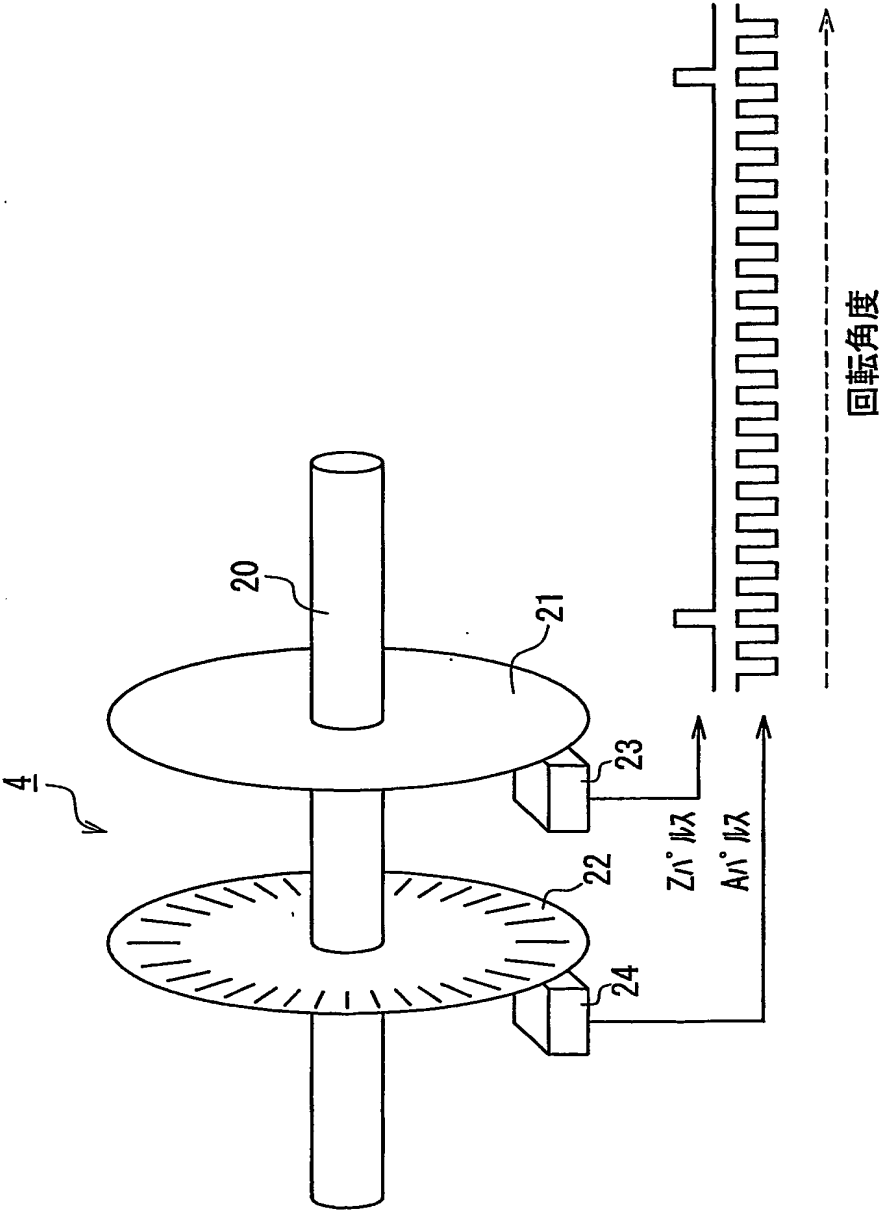


FIG. 2

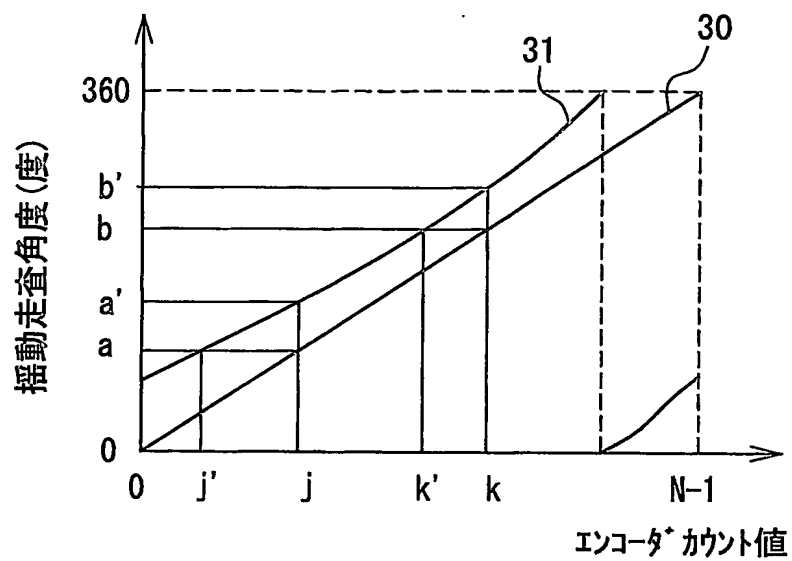


FIG. 3

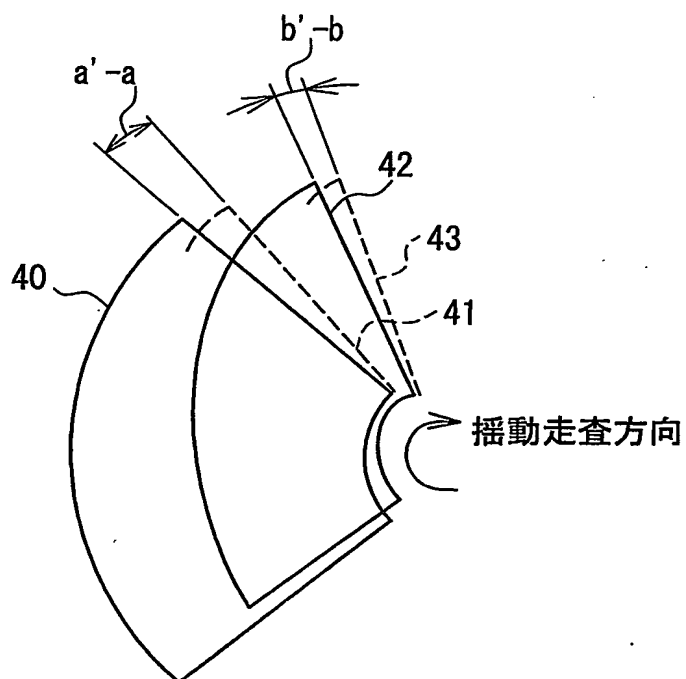


FIG. 4

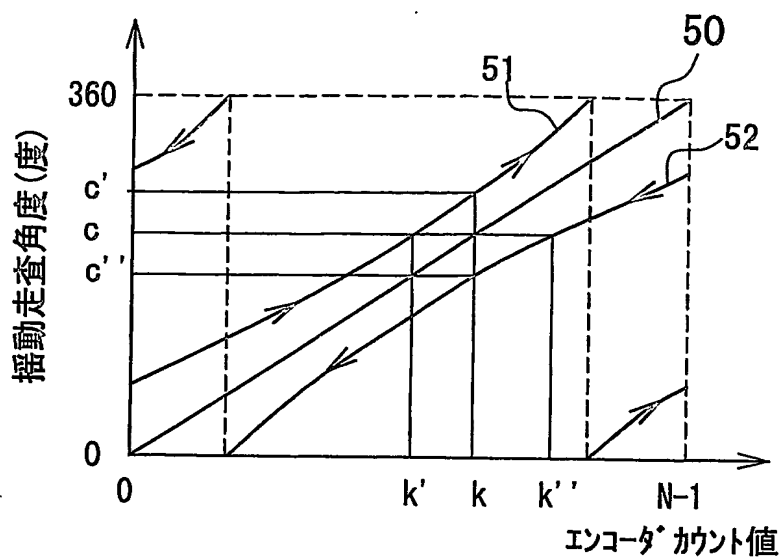


FIG. 5

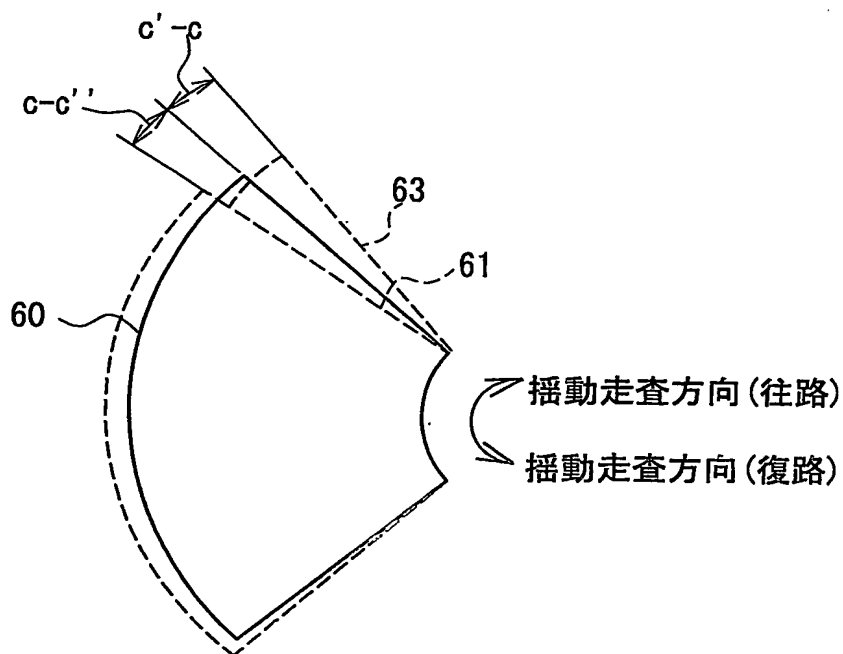


FIG. 6

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/003745

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl⁷ A61B8/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
Int.Cl⁷ A61B8/00Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2004
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2004 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2004

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	Microfilm of the specification and drawings annexed to the request of Japanese Utility Model Application No. 34511/1989 (Laid-open No. 124553/1990) (Fuji Electric Co., Ltd.), 15 October, 1990 (15.10.90), Description; page 9, line 14 to page 10, line 12; Fig. 1 (Family: none)	1-6
Y	JP 5-31109 A (Toshiba Corp.), 09 February, 1993 (09.02.93), Column 5, lines 32 to 35; Figs. 2, 11 & US 5251631 A	1-6

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
25 May, 2004 (25.05.04)Date of mailing of the international search report
08 June, 2004 (08.06.04)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/003745

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 3-184532 A (Aloka Co., Ltd.), 12 August, 1991 (12.08.91), Page 3, upper left column, line 6 to page 3, upper right column, line 3; Figs. 1, 2 & US 5152294 A & EP 432771 A1	3-6
Y	JP 2002-153473 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 28 May, 2002 (28.05.02), Column 2, line 28 to column 3, line 3 (Family: none)	3-6
Y	JP 2-57242 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 27 February, 1990 (27.02.90), Page 3, upper right column, lines 13 to 20 (Family: none)	5,6
Y	JP 1-227743 A (Fuji Electric Co., Ltd.), 11 September, 1989 (11.09.89), Page 1, lower right column, line 6 to page 2, upper left column, line 3; page 2, upper left column, line 17 to page 2, upper right column, line 1 & GB 2216660 A	2,4,6

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B8/00

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B8/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2004年
日本国登録実用新案公報	1994-2004年
日本国実用新案登録公報	1996-2004年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	日本国実用新案登録出願 1-34511 号 (日本国実用新案登録出願公開 2-124553 号) の願書に添付した明細書及び図面の内容を記録したマイクロフィルム (富士電機株式会社) 1990. 10. 15 明細書第 9 頁第 14 行目-第 10 頁第 12 行目、第 1 図 (ファミリーなし)	1-6

☒ C 欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の 1 以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

25. 05. 2004

国際調査報告の発送日

08. 6. 2004

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)
郵便番号 100-8915
東京都千代田区霞が関三丁目 4 番 3 号

特許庁審査官 (権限のある職員)

右高 孝幸

2W

9808

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	JP 5-31109 A (株式会社東芝) 1993. 02. 09 第5欄第32-35行目、図2, 11 & US 5251631 A	1-6
Y	JP 3-184532 A (アロカ株式会社) 1991. 08. 12 第3頁左上欄第6行目-第3頁右上欄第3行目、第1, 2図 & US 5152294 A & EP 432771 A1	3-6
Y	JP 2002-153473 A (松下電器産業株式会社) 2002. 05. 28 第2欄第28行目-第3欄第3行目 (ファミリーなし)	3-6
Y	JP 2-57242 A (松下電器産業株式会社) 1990. 02. 27 第3頁右上欄第13-20行目 (ファミリーなし)	5, 6
Y	JP 1-227743 A (富士電機株式会社) 1989. 09. 11 第1頁右下欄第6行目-第2頁左上欄第3行目、第2頁左上欄第1 7行目-第2頁右上欄第1行目 & GB 2216660 A	2, 4, 6